



11002 U.S. PRO
10/075802
02/14/02

Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen:

101 07 765.3

**CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT**

Anmelddatum:

17. Februar 2001

Anmelder/Inhaber:

Siemens AG, München/DE

Bezeichnung:

Verfahren zur Bildbearbeitung ausgehend von einem unter Verwendung eines Kontrastmittels aufgenommenen Computertomographie(CT)-Bildes einer Lunge und CT-Gerät zur Durchführung eines solchen Verfahrens

IPC:

G 06 T 11/00

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 29. Januar 2002
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Beschreibung

Verfahren zur Bildbearbeitung ausgehend von einem unter Verwendung eines Kontrastmittels aufgenommenen Computertomographie(CT)-Bildes einer Lunge und CT-Gerät zur Durchführung eines solchen Verfahrens

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bildbearbeitung ausgehend von einem unter Verwendung eines Kontrastmittels gewonnenen Computertomographie(CT)-Bildes einer Lunge als Originalbild. Die Erfindung betrifft außerdem ein CT-Gerät zur Durchführung eines solchen Verfahrens.

Die Computertomographie gewinnt für die Diagnose von pulmonalen Embolien (PE) zunehmend an Bedeutung. Zur Befundung werden dabei CT-Angiographien der thorakalen Gefäße betrachtet.

Zur Diagnose von PE wird eine CT Angiographie der Lunge durchgeführt. Dem Patienten wird Kontrastmittel mittels einer Kontrastmittelpumpe injiziert. Nach einigen Sekunden Pause wird ein Spiral-CT der Lunge durchgeführt, aus dem ein Stapel von in Richtung der Patientenlängsachse aufeinanderfolgende, vorzugsweise aneinander angrenzende Körperschichten darstellenden axialen Bildern, d.h. Transversalschnittbildern, gewonnen wird. Die kontrastmittelgefüllten Gefäße sind auf CT-Bildern durch die Dichteanhebung deutlich zu erkennen. Die Befundung erfolgt an den axialen Bildern. Gefäße sind abhängig von der Orientierung der Gefäße zur Schnittebene als helle Linien oder helle Punkte im sogenannten Lungenfenster (Zentral-Wert des Fensters= -600 HU, Breite des Fensters = 1500 HU) dargestellt. Beim „Blättern“ durch den Bilderstapel wird der gesamte Gefäßbaum verfolgt und auf Verschlüsse (Thromben) überprüft. Verschlüsse sind als dunklere Materie im Gefäß sichtbar. Nach dem Verschluss ist das Gefäß nicht mehr, oder nur noch teilweise mit Kontrastmittel gefüllt und wird dadurch dunkler dargestellt. Folgende Probleme bestehen:

- Verschlüsse können übersehen werden,
- der hemodynamische Effekt der Thrombose kann nicht festgestellt werden,

5

- Verschlüsse an kleinen Gefäßen (subsegmental) können im CT Bild durch die begrenzte Auflösung nicht sicher erkannt werden,

10

- der Stenosegrad, d.h. die Schwere des Verschlusses kann nicht sicher bestimmt werden, und

15

- andere pathologische Veränderungen können irrtümlich als thromboembolischen Verschluss diagnostiziert werden (z.B. verschlossene Bronchien).

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde eine zusätzliche Auswertemöglichkeit für die bei der Diagnose von PE mittels Computertomographie anfallenden CT-Bilder anzugeben, die die 20 Voraussetzung für eine erhöhte Diagnosesicherheit bei PE bietet. Der Erfindung liegt außerdem die Aufgabe zugrunde ein für diese Zwecke geeignetes CT-Gerät anzugeben.

Nach der Erfindung wird diese Aufgabe gelöst durch ein Ver- 25 fahren mit den Merkmalen des Patentanspruchs 1.

Infolge der Ermittlung der Lungenparenchympixel und der Einfärbung der Lungenparenchympixel, d.h. derjenigen Pixel des Originalbildes, die Lungenparenchym darstellen, und die Darstellung der Lungenparenchympixel in Falschfarben wird die 30 Voraussetzung für die Befundung von Lungenparenchym geschaffen. Die Diagnose von PE kann durch die Einbeziehung des Lungenparenchyms erheblich unterstützt werden, da Gefäßverschlüsse eine Minderdurchblutung bzw. ein Durchblutungsausfall im nachgeschalteten Gewebe bewirken und damit eine Absenkung der Kontrastmittelanreicherung in den entsprechenden 35 Bereichen des Lungenparenchyms nach sich ziehen. Es wird also

deutlich, dass infolge der Falschfarbendarstellung, die im Folgenden auch als Farbcodierung bezeichnet wird, die Auswirkungen des thromboembolischen Geschehens direkt sichtbar gemacht werden.

5

Im Gegensatz zu der Erfindung sind Veränderungen im Lungenparenchym in der in der Computertomographie üblichen Grauwertdarstellung aus verschiedenen Gründen nur schwer erkennbar:

10 Die Verringerung der Kontrastmittelanreicherung wirkt sich unter Umständen in nur geringen Änderungen der HU-Werte aus. Darüber hinaus ist das Lungenparenchym von Gefäßen und Bronchien durchzogen. Dabei können die Gefäße zu anderen Lungenbereichen gehören und Kontrastmittel enthalten, wenn ihr Abgang vor dem Gefäßverschluss liegt. Ein Bereich, der durch einen Thrombus in dem ihn versorgenden Gefäß homogen minderdurchblutet ist, kann deshalb im Bild den Eindruck einer heterogenen Verteilung der HU-Werte vermitteln, mit der Folge, dass dieser Bereich durch den Beobachter nicht als mindert durchblutet wahrgenommen wird.

15

20

Entsprechende Probleme können im Falle der Erfindung nicht auftreten, da diejenigen Bildbereiche, die kein Lungenparenchym darstellen, also insbesondere die großen Gefäße in der Lunge, in den gewohnten Grauwerten dargestellt werden.

25

Durch die Darstellung in Falschfarben treten auffällig anatomische Bereiche klar hervor. Zum Beispiel sind häufig einzelne Segmente der Lunge betroffen, die in der Falschfarbendarstellung klar sichtbar werden. Da die großen Gefäße in den originalen Grautönen innerhalb des gefärbten Lungenparenchyms dargestellt werden, können sie vom Radiologen als anatomische Landmarken zur Orientierung verwendet werden, was insbesondere dann von Vorteil ist, wenn die Befundung wie eingangs erwähnt anhand von Bilderstapeln erfolgt.

30

35

Eine bevorzugte Variante der Erfindung sieht vor, dass als erster Verfahrensschritt durch die Anwendung eines Konturfindungsalgorithmus in dem CT-Bild die Lungenpixel, d.h. diejenigen Pixel, die sich innerhalb der zu findenden Kontur befinden, von den restlichen Bildinhalten getrennt werden und alle folgenden, die Lunge betreffenden Verfahrensschritte nur auf die so identifizierten Lungenpixel angewandt werden. Zur Ermittlung der Lungenparenchympixel werden in vorteilhafter Weise Bronchien und Gefäße anhand ihrer HU-Werte identifiziert und die entsprechenden Pixel aus den Lungenpixeln entfernt. Dies ist ohne weiteres möglich, da Bronchien HU-Werte aufweisen, die unterhalb derer des Lungenparenchyms liegen, während die HU-Werte der Gefäße oberhalb der HU-Werte des Lungenparenchyms liegen. D.H., wenn die Bronchien und Gefäße darstellenden Pixel aus den Lungenpixeln entfernt sind, bleiben die Lungenparenchympixel zurück. Im Folgenden wird die Anwendung eines Konturfindungsalgorithmus und Trennung der Pixel, die sich innerhalb der zu findenden Kontur befinden, von den restlichen Bildinhalten auch als Segmentierung bezeichnet.

Damit keine zu großen Löcher im Bild entstehen, erfolgt die Segmentierung gemäß einer Variante der Erfindung so, dass nur ein einen vorgebbaren maximalen prozentualen Anteil der Pixel nicht übersteigender Anteil von Pixeln entfernt wird, wobei die entfernten Pixel als ungültige Pixel eingestuft werden.

Die Glättungsoperation erfolgt jeweils innerhalb einer wählbaren Filtermaske, d.h. es wird eine Anzahl von Pixeln gewählt wird, die jeweils in die Glättungsoperation einbezogen wird. Dem Pixel im Mittelpunkt der Filtermaske wird der Mittelwert aller in der Filtermaske enthaltenen Pixel zugeordnet. Ungültige Pixel tragen nicht zum Mittelwert bei. Der erforderliche Mindestanteil von gültigen Pixeln an den in der Filtermaske enthaltenen Pixeln kann eingestellt werden. Wird der Mindestanteil nicht erreicht, dann wird das Pixel im Mittelpunkt der Filtermaske auf ungültig gesetzt. Damit kann be-

stimmt werden, ob die der Filtermaske enthaltenen Löcher schrumpfen, indem ihre Pixel durch den Mittelwert der sie umgebenden Pixel ersetzt werden, oder ob sie auf Kosten der gültigen sie umgebenden Pixel wachsen.

5

Eine weitere Variante der Erfindung sieht vor, dass der Lungenparenchym darstellende Bildbereich, d.h. die Lungenparenchympixel, einer Glättungsoperation, vorzugsweise einer insbesondere dreidimensionalen gleitenden Mittelung, unterzogen wird, was die Befundung erleichtert.

Eine weitere bevorzugte Ausführungsform der Erfindung sieht vor, dass die in Falschfarben dargestellten Lungenparenchympixel dem in Grauwerten dargestellten Originalbild überlagert werden, wobei als ungültig eingestufte Pixel durch die entsprechenden, in Grauwerten dargestellte Pixel des Originalbildes ersetzt werden. Große Gefäße werden dadurch in ihren originalen Grautönen innerhalb der segmentierten und gefärbten Lunge dargestellt.

20

Um die Darstellung den jeweiligen Erfordernissen anpassen zu können, besteht die Möglichkeit, die in Falschfarben dargestellten Lungenparenchympixel und die in den Grauwerten des Originalbildes dargestellten übrigen Bildbereiche unabhängig voneinander Fensterungsoperationen zu unterziehen. Dabei sieht eine Variante der Erfindung für den Fall, dass eine Fensterung der in Falschfarben dargestellten Lungenparenchympixel erfolgt, vor, dass die Fensterwerte für die in Falschfarben dargestellten Lungenparenchympixel aus dem Histogramm der Lungenpixel ermittelt werden, vorzugsweise indem der Schwerpunkt der Histogrammverteilung als Zentral-Wert der Fensterung verwendet wird und die Breite des Fensters auf einen Wert von ca. 100 HU eingestellt wird.

35

Die Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens ist nicht auf einzelne Originalbilder beschränkt, sondern wird gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung auf die Original-

bilder von mehrere Originalbilder umfassende -Volumendaten angewendet, wobei auf Basis solcher Volumendaten Bilderstapel rekonstruiert werden können oder multiplanare Rekonstruktionen (MPR) vorgenommen werden können.

5

Eine Ausführungsform der Erfindung sieht vor, dass zwei einander entsprechende Originalbilder angefertigt werden, von denen eines ohne und eines mit Kontrastmittel gewonnen wird, beispielsweise indem das eine Bild vor und das andere nach der Gabe von Kontrastmittel aufgenommen wird, und bei dem beide Originalbilder nach einem der vorstehend beschriebenen Verfahren bearbeitet werden, wobei die beiden erhaltenen bearbeiteten Bilder voneinander subtrahiert werden.

10

15

Auch auf diese Weise ist eine gegenüber den herkömmlichen Grauwertdarstellungen verbesserte Befundung gewährleistet.

20

25

Die Farbdarstellung kann innerhalb des graphischen Userinterfaces (Bedienoberfläche) eines CT-Geräts oder einer zur Bearbeitung von CT-Bildern dienenden Workstation als zusätzlicher (Soft-)Button (Bedienelement) integriert werden. Bei Betrachten eines CT-Bildes in beliebiger Orientierung, z.B. nach einer Multi Planaren Rekonstruktion (MPR), kann zwischen der Grauwert-Darstellung und der farbigen Lungenparenchym-Darstellung umgeschaltet werden.

30

Die Erfindung wird nachfolgend an Hand eines in den beigefügten schematischen Zeichnungen dargestellten Ausführungsbeispiels erläutert. Es zeigen:

35

Fig. 1 ein erfindungsgemäßes CT-Gerät, welches zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens dient,

Fig. 2 ein die Ermittlung des Startpunktes für den Konturfindungsalgorithmus veranschaulichendes Schaubild,

Fig. 3 ein den Konturfindungsalgorithmus veranschaulichendes Schaubild,

Fig. 4 ein die Erosion von auf der gefundenen Kontur liegenden Pixeln veranschaulichendes Schaubild, wobei
5 a) den Zustand vor der Erosion und b) den Zustand nach der Erosion von 5 lagen von Pixeln darstellt,

Fig. 5 den Einfluss der Gefäßbeseitigung zugrundeliegenden Parameter, wobei alle Bilder mit einem Central-Wert von 800 HU und einer Breite von 300 HU gefenstert sind und wobei
10

- a) das Originalbild
- b) 8 % entfernte Pixel bei $HU_B = -990$, $HU_V = -655$,
- c) 18 % entfernte Pixel bei $HU_B = -990$, $HU_V = -783$,
- d) 28 % entfernte Pixel bei $HU_B = -990$, $HU_V = -827$,
- e) 38 % entfernte Pixel bei $HU_B = -990$, $HU_V = -849$,
- f) 48 % entfernte Pixel bei $HU_B = -990$, $HU_V = -864$,

15 darstellt,

20 Fig. 6 den Einfluss des Durchmessers des Filterkerns bei der Glättungsoperation wobei der Durchmesser für a) 7 Pixel entsprechend 4.9 mm, für b) 9 Pixel entsprechend 6.4 mm und für c) 11 Pixel entsprechend 7.8 mm beträgt,
25

Fig. 7 den Einfluss des Gefäßfaktors für einen Gefäßfaktor von a) 5 %, b) 20%, c) 35% und d) 50%

30 Fig. 8 das Userinterface des CT-Geräts gemäß Fig. 1,

Fig. 9 ein axiales Bild der Lunge eines Patienten ohne Befund in Falschfarbendarstellung, und

35 Fig. 10 ein axiales Bild der Lunge eines an PE leidenden Patienten in Falschfarbendarstellung.

In der Fig. 1 ist ein Röntgen-CT-Gerät dargestellt, dessen insgesamt mit 1 bezeichnete Gantry eine Messöffnung 2 aufweist, welche von einem Drehring 3 umgeben ist, auf dem ein Röntgenstrahler 4 und ein Detektorsystem mit einem in an sich

5 bekannter Weise bogenförmig ausgebildeten, um eine vorzugsweise parallel zu einer Systemachse Z durch den Fokus des Röntgenstrahlers 4 verlaufende Achse gekrümmten, insgesamt mit 5 bezeichneten Detektor angebracht sind. Der Detektor 5 weist mehrere Zeilen 5₁ bis 5_n von Detektorelementen auf, von 10 denen jede eine Reihe von Detektorelementen aufweist. Von dem Röntgenstrahler 4 geht ein strichpunktiert angedeutetes pyramidenförmiges Röntgenstrahlenbündel RS aus, dass auf den Detektor 5 auftrifft.

15 Die Gantry 1 mit dem Röntgenstrahler 4 und dem Detektor 5 einerseits und zumindest die zur Aufnahme eines Untersuchungsobjektes, z.B. eines Patienten P, vorgesehene Lagerungsplatte 7 einer insgesamt mit 8 bezeichneten Lagerungsvorrichtung andererseits sind mittels eines nicht dargestellten motorischen 20 Antriebs in Richtung der parallel zu der Systemachse Z verlaufenden Längsachse der Lagerungsplatte 7 relativ zueinander verstellbar. Im Falle des CT-Geräts gemäß Fig. 1 wird dies dadurch erreicht, dass die Lagerungsplatte 7 an dem Sockel 9 der Lagerungsvorrichtung 8 mittels eines Tragteils 10 in 25 Richtung der Systemachse Z der Lagerungsplatte 7, also in Richtung des mit z bezeichneten Doppelpfeils, verstellbar angebracht ist.

Die Lagerungsplatte 7 ist aus einem Röntgenstrahlung wenig 30 schwächenden Material, z.B. carbonfaserverstärkter Kunststoff (CFK) oder Holz, hergestellt.

Zur Anfertigung von computertomographischen Aufnahmen werden die Gantry 1 und die Lagerungsplatte 7 relativ zueinander in 35 eine Position verfahren, in der sich die Lagerungsplatte 7 durch die Messöffnung 2 der Gantry 1 erstreckt und der auf der Lagerungsplatte 7 liegende Patient P eine solche Position

relativ zu der Gantry 1 einnimmt, dass ein zu untersuchender Bereich des Patienten P von dem Röntgenstrahlenbündel RS erfasst wird.

5 Zur Anfertigung von Aufnahmen einer oder mehrerer planaren Schichten des Patienten P wird der Drehring 3 mit dem Röntgenstrahler 4 und dem Detektor 5 zur Aufnahme einer Vielzahl von der Rekonstruktion eines oder mehrerer Schnittbilder einer oder mehrerer planare Schichten des Patienten P dienende
10 Projektionen unterschiedlicher Richtungen um die Systemachse Z gedreht, während die Gantry 1 und die Lagerungsplatte 7 bezüglich der Richtung der Systemachse Z ihre Positionen relativ zueinander beibehalten. Da der Detektor 5 mehrere Zeilen von Detektorelementen aufweist, können gleichzeitig Projektionen bezüglich einer maximal der Anzahl der Zeilen 5_1 bis
15 5_n des Detektors 5 entsprechenden Anzahl von Schichten des Patienten P aufgenommen werden. Die den Projektionen entsprechenden Messwerte, die von einer oder von mehreren Zeilen 5_1 bis 5_n des Detektors 5 stammen, sind einem Rechner 11 zugeführt, der aus diesen Messwerten in an sich bekannter Weise
20 ein Schnittbild, vorzugsweise jedoch einen Stapel Schnittbildern berechnet, die auf einer Anzeigeeinrichtung, z.B. einem Monitor 12 dargestellt werden können, wobei es für den Fall der Erzeugung eines Stapels von Schnittbildern möglich ist,
25 durch den Stapel zu „blättern“.

An den Rechner 11 sind eine Tastatur 13, eine Mouse 14 und/oder weitere nicht dargestellte Eingabeeinrichtungen zur Bedienung des CT-Geräts angeschlossen.

30 Um die jeweils notwendige Röntgendiffusionsdosis einstellen zu können, wird die den Röntgenstrahler 4 mit den zu dessen Betrieb erforderlichen Spannungen und Strömen versorgende Generatoreinrichtung 17 ebenfalls von dem Rechner 11 gesteuert, was über
35 eine entsprechende Leitung angedeutet ist.

Zur Durchführung eines sogenannten Spiralscans wird bei aktiver Röntgenstrahler 4 unter kontinuierlicher Rotation des Drehrings 3 die Lagerungsplatte 7 geradlinig in Richtung der Systemachse Z, also in z-Richtung, verschoben, so dass die 5 aufgenommenen Projektionen sich nicht auf eine oder mehrere planare Schichten, sondern auf eine oder mehrere helixförmige Schichten beziehen. Mit Hilfe an sich bekannter Verfahren zur Spiralinterpolation ermittelt der Rechner 11 aus den im Zuge des Spiralscans gewonnenen gemessenen Projektionen errechnete 10 Projektionen, die sich auf eine oder mehrere gewünschte planare Schichten beziehen und die Rekonstruktion entsprechender Schnittbilder gestatten. Darüber hinaus ist es möglich, auf der Basis von Spiralscans dreidimensionale Bilder zu rekonstruieren, da im Zuge eines Spiralscans nicht nur eine planare Schicht, sondern ein Volumen abgetastet wird. 15

Für Untersuchungen mittels eines Kontrastmittels, ist ein Kontrastmittelinjektor 15 vorgesehen, mittels dessen über eine Kanüle 16 dem Patienten P ein Kontrastmittel zuführbar 20 ist. Im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels wird der Kontrastmittelinjektor 15, was durch eine entsprechende Leistung angedeutet ist, von dem Rechner 11 gesteuert, und zwar sowohl hinsichtlich der Menge des Kontrastmittels, die dem Patienten P pro Zeiteinheit zugeführt wird, als auch hinsichtlich des Beginns und des Endes der Zufuhr von Kontrastmittel. 25

Zweckmäßigerweise wird so vorgegangen, dass zunächst ein Referenzscan ohne Aktivierung des Kontrastmittelinjektors 15 30 vorgenommen wird, der diejenige Region des Körpers des Patienten P enthält, die Gegenstand der Untersuchung ist.

Die eigentliche Untersuchung wird nach Aktivierung des Kontrastmittelinjektors 15 erst dann gestartet, wenn in dem jeweils zu untersuchenden Körperbereich tatsächlich bereits 35 eine ausreichende Konzentration des Kontrastmittels vorliegt,

im Falle einer Untersuchung der Lunge im Zusammenhang mit PE z.B. nach 30 s (Sekunden).

Das erfindungsgemäße Verfahren zur Bildbearbeitung der in Form von Stapeln von Bildern oder einzelnen Bildern vorliegenden CT-Bilder, bei denen es sich um axiale Bilder oder durch MPR gewonnene sagittale oder koronale Bilder handeln kann, wird von dem Rechner 11 durchgeführt und wird im Folgenden näher beschrieben.

10

Die Bildbearbeitung erfolgt in 5 Schritten, nämlich Segmentierung, Gefäßbeseitigung, Glättung, Farbcodierung und Bildüberlagerung.

15

Zur Segmentierung der Lunge wird ein schwellwertbasiertes Algoritmus verwendet.^{1, 2} Der Benutzer kann einen Schwellwert, üblicherweise -300 HU vorgeben. Um hohe Funktionssicherheit zu erreichen wurde der Algoritmus den speziellen beim Lungenparenchym vorliegenden Bedingungen angepasst.

20

Vom Benutzer wird ein primärer Anfangspunkt in beiden Lungen gesetzt. Ausgehend von diesem werden mehrere, z.B. sieben, sekundäre Anfangspunkte ermittelt, wobei drei in y-Richtung oberhalb und drei y-Richtung unterhalb des primärer Anfangspunkts liegen (Fig. 2).

25

Der Abstand in y-Richtung zwischen den Anfangspunkten beträgt beispielsweise jeweils 5 Pixel; die x-Koordinaten entsprechen denen des primären Anfangspunktes. Aus den Anfangspunkten werden in genau horizontaler Richtung, d.h. x-Richtung, sieben mögliche Startpunkte ermittelt. In jeder Lunge erfolgt die Suche nach einem möglichen Startpunkt x-Richtung ausgehend von dem jeweiligen Anfangspunkt in Richtung auf den Bildrand. Als Startpunkt wird ein Punkt definiert, dessen CT-Wert höchstens gleich dem obengenannten Schwellwert ist und der von einer Anzahl von n Pixeln, z.B. n=5 Pixeln, gefolgt ist, die oberhalb des Schwellwertes liegen. Der potentielle

Startpunkt mit der größten Entfernung in x-Richtung von dem zugehörigen Anfangspunkt wird als der effektiver Startpunkt des Konturfindung herangezogen. Dies heißt, dass jeweils das äußerste Pixel als effektiver Startpunkt gewählt wird, das 5 noch innerhalb des CT-Wertebereichs für Lungenparenchym liegt.

In Schichten mit einer hohen Dichte von mit Kontrastmitteln gefüllten Gefäßen würde der Standard-Algorithmus mit $n=1$ gelegentlich versagen, weil alle Suchpfade an Gefäßwänden und 10 nicht am Brustfell (Pleura) enden. Die Annahme eines mittleren Gefäßdurchmessers von n Pixeln, z.B. $n=5$, verringert die Empfindlichkeit des Algorithmus. Der Startpunkt mit der größten Entfernung in x-Richtung von dem zugehörigen Anfangspunkt 15 wird als der Startpunkt des Konturfindung herangezogen.

Auch hinsichtlich der eigentlichen Konturfindung der Lunge wurde der Standard -Algorithmus angepasst (Fig. 3). Die Suche nach Konturenpunkten geht entgegen dem Uhrzeigersinn vor 20 sich, ausgehend von dem wie oben beschrieben gefundenen effektiven Startpunkt. Der Algorithmus betrachtet immer die ersten drei Nachbarpunkte in Suchrichtung und bestimmt zuerst das Pixel mit einem Wert unterhalb des Schwellwertes als den nächsten Konturenpunkt. Wenn der erste der drei Nachbarpunkte 25 als Konturenpunkt detektiert wird, wird die Suchrichtung auf minus 90° gegenüber der ursprünglichen Suchrichtung geändert. Wenn keines der drei Pixel das Kriterium erfüllt, wird die Suchrichtung auf plus 90° gegenüber der ursprünglichen Suchrichtung geändert. In allen anderen Fällen wird die ursprüngliche Suchrichtung unverändert beibehalten. Dem Algorithmus 30 ist es gestattet die Suchrichtung umzukehren und somit auf seiner eigenen Spur zurückzugehen. Wenn die Anzahl der Iterationen einen vorbestimmten Wert übersteigt, wird die Konturen suche abgebrochen.

35

Auf Basis der gewonnenen (extrahierten) Kontur wird eine binäre Segmentierungsmaske erzeugt. Um dazu Pixel zu beseiti-

gen, die zum Brustfell gehören, wird die Segmentierungsmaske in fünf Lagen erodiert, wobei die Erosionen das Prinzip der „vier verbundenen Nachbarn“ als Strukturierungselement verwenden³ (Fig. 4).

5

Im Falle der Bearbeitung von Stapeln von Bildern, wird die Mittelposition jeder Lunge aus der Segmentierungsmaske abgeleitet und als primärer Anfangspunkt der Segmentierung des nächsten Bildes verwendet. Die Segmentierung schreitet dann automatisch so lange voran, bis der gesamte Stapel bearbeitet ist.

10

Um die Daten für die folgende Glättungsoperation vorzubereiten, werden im Zuge der Gefäßbeseitigung größere Gefäßstrukturen und Luftwege durch HU-Wert-Auswahl aus dem Bild entfernt. Ein unterer Schwellwert HU_B und ein oberer Schwellwert HU_V werden vorgegeben; Pixel unterhalb von HU_B werden als Luftwege, d.h. Bronchien, identifiziert, Pixel oberhalb HU_V als Gefäße.

20

Um einen optimalen Bildeindruck zu erhalten, muss eine Balance zwischen den beiden Zielen, möglichst alle Gefäße zu entfernen und möglichst viel Lungenpixel in dem Bild zu behalten, gefunden werden. Dabei ist der optimale Wert für HU_V von Patient zu Patient verschieden und kann sich sogar innerhalb ein und desselben Patienten ändern. Eine Definition von HU_V als Prozentsatz ist deshalb allgemeingültiger, weshalb eine Kombination einer schwellwert- und prozentwertbasierten Vorgehensweise Anwendung findet. Untersuchungen haben gezeigt, dass die maximale Anzahl der entfernten Lungenpixel zweckmäßigerverweise auf 28% aller Lungenpixel beschränkt wird, wobei HU_V so berechnet wird, dass die 28%-Grenze eingehalten wird, während für HU_B ist ein fester Wert von -990 HU zweckmäßig ist (Fig. 5).

25

30

35

Das segmentierte Bild wird einer Glättungsoperation unterzogen und dabei im Zuge einer adaptiven Filterung durch lineare

Interpolation reformatiert, um isotrope Pixelabständen zu erhalten. Im Einzelnen kommt eine adaptive gleitende Mittelwertfilterung unter Verwendung eines isotropen (im 2D-Falle kreisförmigen, im 3D-Falle sphärischen) Filterkerns (Kernel) zur Anwendung. Wenn wie im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels keine Lungenparenchymstrukturen unterhalb einer Größe von 5 mm bewertet werden sollen, kommt bevorzugt ein Filterkern (Kernel) mit einem Durchmesser von 5 mm zum Einsatz (Fig. 6). In üblichen CT-Bildern entspricht dies sieben Pixeln.

Bei Anwendung des Filters wird jeweils das mittlere Pixel des aktuellen Kernels durch den Mittelwert aller Pixel des jeweiligen Kernels ersetzt. Pixel, die bei vorangegangenen Operationen entfernt wurden (Segmentierung, Erosion, Gefäßbeseitigung) werden als ungültig definiert und tragen zu der Mittelwertbildung nicht bei.

Durch den Benutzer wird der minimale Anteil der gültigen Pixel definiert, die in einem Kernel vorhanden sein müssen, um ein gültiges Ergebnis der Mittelwertbildung produzieren zu können. Dieser minimale Anteil wird als Prozentwert vorgegeben, der im Folgenden als Gefäßfaktor bezeichnet werden wird. Wenn der Anteil unterhalb des Grenzwertes liegt, wird das mittlere Pixel als ungültig gesetzt. Da in dem letzten Verarbeitungsschritt alle ungültigen Pixel durch die entsprechenden Pixel des Originalbildes ersetzt werden, legt der Gefäßfaktor fest, wie viele Gefäßstrukturen und Luftwege in dem bearbeiteten Lungenparenchymbereich erscheinen werden. Vorentscheidend ist ein Gefäßfaktor von 28% zu verwenden (Fig. 7).

Wenn Stapel von Bildern bearbeitet werden, kommt wie bereits erwähnt ein sphärischer 3D-Filterkern zur Anwendung, der im Falle eines Durchmessers von sieben Pixeln demnach sieben aufeinanderfolgende Bilder des Stapels erfassst.

Bei der Implementierung des Filteralgorithmus wird vorteilhafterweise von einem schnellen numerischen Faltungsalgorithmus Gebrauch gemacht. Er wird im Folgenden für ein 2D-Filter beschrieben und kann leicht auf 3D erweitert werden:

5

Alle Pixel des Bildes, die ungültig sind oder außerhalb der gefundenen Kontur liegen werden auf 0 gesetzt. Die Bildmatrix und ihre binäre Maske werden dann getrennt gefaltet. Die Faltung der binären Maske ergibt die Anzahl der gültigen Pixel, 10 entsprechend der Position des Wertes in der Matrix. Der Gefäßfaktor wird berücksichtigt, indem der entsprechende Schwellwert auf die Matrix angewendet wird und alle Werte unterhalb des Schwellwertes auf 0 gesetzt werden. Um das gefilterte Bild zu erhalten wird das gefaltete Bild durch die gefaltete Maske dividiert, wobei die Division Element für Element durchgeführt wird. Wenn ein Element des gefalteten binären Maske 0 ist, wird das Ergebnis auf ungültig gesetzt.

15

Um die Veranschaulichung der Kontrastmittelanreicherung im Lungenparenchym zu erleichtern, wird das resultierende Bild in Falschfarben in einer spektralen Farbskala dargestellt, wobei eine die Spektralfarben umfassende, also von rot bis violett reichende Farbskala zur Farbcodierung zur Anwendung kommt. Die zum Zwecke der Falschfarbendarstellung erfolgende Farbcodierung wird analog zur Grauwertdarstellung durch eine Fensterung gesteuert. Dabei wird zur Ermittlung der Parameter des Fensters heuristisch vorgegangen, d.h. es wird zur automatischen Bestimmung der Parameter das Histogramm der Lungenparenchympixel analysiert. Dabei wird der Schwerpunkt der Histogrammverteilung als Zentral-Wert der Fensterung verwendet und die Breite des Fensters auf einen Wert von ca. 100 HU eingestellt.

25

Das resultierende Bild des Lungenparenchyms wird dem Originalbild überlagert. Dabei kann eine separate Fensterung der in Grauwerten und der in Farbe dargestellten Teile des Bildes

30

erfolgen. Das zugrundeliegende Originalbild ist wesentlich für die räumliche Orientierung in dem Datensatz.

Das in Fig. 8 dargestellte Userinterface des CT-Geräts gemäß Fig. 1, das zur Steuerung des erfindungsgemäßen Verfahrens dient, umfasst neben einem der Bilddarstellung dienenden Bereich einen Bereich mit Bedienelementen.

Im einzelnen sind Bedienelemente für die Segmentierung vorgesehen, wobei mit dem Bedienelement 18 der Schwellwert für die Segmentierung, mit dem Bedienelement 19 die Anzahl der (primären und sekundären) Anfangspunkte, mit dem Bedienelement 20 der Wert für HU_B und mit dem Bedienelement 21 der Gefäßfaktor eingestellt werden kann.

Außerdem ist ein Bereich mit Bedienelementen für die Glättungsoperation vorgesehen, wobei mit dem Bedienelement 22 der Filterkern samt Durchmesser des Filterkerns und mit dem Bedienelement 23 im falle der Bearbeitung eines Stapels von Bildern die Anzahl der von dem Filterkern erfassten Bilder gewählt wird.

Weiter sind zwei Bereich 24 und 25 vorgesehen, die Bedienelemente zur Einstellung der Parameter der Fensterung der schwarzweißen und farbigen Bildanteile enthalten.

Mit Bedienelementen 27 und 28 besteht die Möglichkeit zwischen Schwarzweiß- und Falschfarbendarstellung umzuschalten.

Schließlich ist ein Bereich 29 vorhanden, der Bedienelemente enthält, die dazu dienen zwei nach dem der vorstehend beschriebenen Verfahren bearbeitete Bilder voneinander zu subtrahieren, von denen eines ohne und eines mit Kontrastmittel gewonnen wurde.

Der erfindungsgemäßen Bildbearbeitung wurden klinische Datensätze unterzogen, die bei Brustuntersuchungen aufgenommen

wurden, die wegen klinischen Verdachts auf PE durchgeführt wurden. Dabei wurde nichtionisches Kontrastmittel (Ultravist 370, Schering, Berlin, Germany) intravenös mit einem Kontrastmittelinkjektor (CT 9000 Digital Injection System, Liebel-Flarsheim, Cincinnati, OH) verabreicht. Dabei wurden insgesamt 120 cm³ Kontrastmittel bei einer Flussrate von 3 cm³/s verabreicht, gefolgt von einer Kochsalzlösung (insgesamt 30 cm³ bei 3 cm³/s). Die Startverzögerung zwischen dem Beginn der Kontrastmittelgabe und dem Beginn der Aufnahme betrug bei allen Patienten 30 Sekunden. Die Aufnahme der Bilder erfolgte mit einem handelsüblichen Mehrzeilen-CT-Gerät (Somatom Volume Zoom; SIEMENS AG, Forchheim, Germany). Die Aufnahmeparameter waren 140 kV und 100 mAs unter Verwendung einer engen Kollimation von 4 x 1 mm bei einem Pitch von 1.75. Daher konnte die gesamte Brust während einer einzigen Atempause von 21 s untersucht werden. Es waren keine weiteren Untersuchungen in späteren Atempausen erforderlich. Die so gewonnenen Ausgangsbilder wurden retrospektiv für eine Schichtdicke von 1,25 mm und ein Rekonstruktionsinkrement von 0,8 mm rekonstruiert und zur Bildbearbeitung auf einen PC (Pentium III, 600MHz) exportiert.

Um die Wirkung des erfindungsgemäßen Verfahrens zu demonstrieren, sind Bilder eines Patienten ohne pathologische Veränderung (Fig. 9) und eines Patienten mit erwiesener PE (Fig. 10) jeweils in axialer Orientierung dargestellt, wobei in der Praxis die Bereiche hoher Dichte, d.h. hoher Kontrastmittelanreicherung, rot und die Bereiche geringer Dichte, d.h. im wesentlichen ohne Kontrastmittelanreicherung, violett dargestellt sind. Wegen der Schwarzweiß-Darstellung der Figuren 9 und 10 sind in diesen die Bereiche hoher Dichte durch mit H und die Bereiche geringer Dichte durch mit L bezeichneten Pfeilen gekennzeichnet.

Fig. 9: Axiales Bild auf der Höhe des linken Atriums nach der intravenösen Gabe von Kontrastmittel. Es liegt eine vollständige Kontrastmittelanreicherung in allen Lungengefäßen vor.

Es sind keine Perfusions-Defizite in der Darstellung des Lungenparenchyms sichtbar. Es sind weder Bereiche besonders hoher noch besonders geringer Dichte erkennbar, weshalb entsprechende Pfeile fehlen.

5

Fig. 10: Mehrere Arterien weisen Verschlüsse durch Thromben auf. Entsprechend treten Bereiche erhöhter Dichte durch gestautes Kontrastmittel und Bereiche verringelter Dichte infolge Minderdurchblutung auf, die durch entsprechende Pfeile gekennzeichnet sind.

Es wird also deutlich, dass mittels des erfindungsgemäßen Verfahrens eine verbesserte Befundung möglich ist. Beid Enden der Farbskala, d.h. rot und violett, können auf eine pathologische Situation im Lungenparenchym hindeuten. Rote Bereiche sind Bereiche erhöhter Dichte und können beispielsweise durch Atelektasen verursacht werden. Violette Bereiche sind Bereiche verringelter Dichte, die möglicherweise durch verringerte Durchblutung und damit verringerte Kontrastmittelanreicherung verursacht sein können.

Literatur:

1. Pavlidis: "Algorithms for Graphics and Image Processing"; Springer Verlag 1982
2. Willi, A. Kalender, Heinz Fichte, Werner Bautz, and Martin Skalej, "Semiautomatic Evaluation Procedures for Quantitative CT of the Lung", *Journal of Computer Assisted Tomography*, **15**(2):248-255
3. John, C. Russ, "The Image Processing Handbook", Springer Verlag, 1999
4. M. Koenig, E. Klotz, B. Luka, D. J. Venderink, J.F. Spitzer, L. Heuser, "Perfusion CT of the Brain: Diagnostic Approach for Early Detection of Ischemic Stroke", *Radiology*, 1998, **209**:85-93

Patentansprüche

1. Verfahren zur Bildbearbeitung ausgehend von einem unter Verwendung eines Kontrastmittels gewonnenen Computertomographie(CT)-Bildes einer Lunge als Originalbild, aufweisend die Verfahrensschritte:
 - Ermittlung der Lungenparenchympixel,
 - Darstellung der Lungenparenchympixel in Falschfarben, und
 - Darstellung der übrigen Bildbereiche in den Grauwerten des Originalbildes.
- 10 15 2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem als erster Verfahrensschritt durch Anwendung eines Konturfindungsalgoritmus in dem Originalbild die Lungenpixel von den restlichen Bildinhalten getrennt werden und alle folgenden die Lunge betreffenden Verfahrensschritte nur auf die so identifizierten Lungenpixel angewandt werden.
- 20 25 3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, bei dem zur Ermittlung der Lungenparenchympixel Bronchien und Gefäße an Hand ihrer HU Wert identifiziert und die entsprechenden Pixel aus den Lungenpixeln entfernt werden.
- 30 4. Verfahren nach Anspruch 3, bei dem ein einen vorgebbaren maximalen prozentualen Anteil der Pixel nicht übersteigender Anteil von Pixeln entfernt wird.
5. Verfahren nach Anspruch 4, bei dem die entfernten Pixel werden als ungültige Pixel eingestuft werden.
- 35 6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, aufweisend den Verfahrensschritt, dass der Lungenparenchym darstellende Bildbereich einer Glättungsoperation unterzogen wird, wobei

ungültige Pixel nicht in die Glättungsoperation einbezogen werden.

7. Verfahren nach Anspruch 6, bei dem als Glättungsoperation eine gleitende Mittelung vorgenommen wird.

8. Verfahren nach Anspruch 6 oder 7, bei dem eine Anzahl von Pixeln gewählt wird, die jeweils in die Glättungsoperation einbezogen wird.

10 9. Verfahren nach Anspruch 8, bei dem die Anzahl von jeweils in die Glättungsoperation einbezogenen Pixeln ein mittleres Pixel umfasst, dem Pixel der Mittelwert aller in die Glättungsoperation einbezogener Pixel zugeordnet wird.

15 10. Verfahren nach Anspruch 9, bei dem ein Mindestanteil von gültigen Pixeln an der Anzahl von jeweils in die Glättungsoperation einbezogenen Pixeln gewählt wird, bei dessen Unterschreitung das mittlere Pixel als ungültig gesetzt wird.

20 11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, bei dem die in Falschfarben dargestellten Lungenparenchympixel dem in Grauwerten dargestellten Originalbild überlagert werden, wobei als ungültig eingestufte Pixel durch die entsprechenden in Grauwerten dargestellten Pixel des Originalbilds ersetzt werden.

25 12. Verfahren 1 bis 11, bei dem die in Falschfarben dargestellten Lungenparenchympixel und die in den Grauwerten des Originalbildes dargestellten übrigen Bildbereiche unabhängig voneinander Fensterungsoperationen unterzogen werden.

30 13. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 12, bei dem eine Fensterung der in Falschfarben dargestellten Lungenparenchympixel erfolgt und die Fensterwerte für die in Falschfarben dargestellten Lungenparenchympixel aus dem Histogramm der Lungenpixel ermittelt werden.

14. Verfahren nach Anspruch 13, bei dem der Schwerpunkt der Histogramm-Verteilung wird als Zentral-Wert der Fensterung verwendet wird und die Breite des Fensters auf einen festen Wert von ca. 100 HU eingestellt wird.
15. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 14, welches auf die Originalbilder von mehrere Originalbilder umfassenden Volumendaten angewendet wird.
- 10 16. Verfahren nach Anspruch 15, bei dem auf Basis von mehrere Originalbilder umfassenden Volumendaten eine multi-planare Rekonstruktion (MPR) vorgenommen wird.
- 15 17. Verfahren, bei dem zwei einander entsprechende Originalbilder angefertigt werden, von denen eines ohne und eines mit Kontrastmittel gewonnen wird, und bei dem beide Originalbilder nach einem der Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 16 bearbeitet werden, aufweisend den Verfahrensschritt, dass 20 die beiden erhaltenen bearbeiteten Bilder voneinander subtrahiert werden.
18. CT-Gerät, welches wenigstens ein Bedienelement zur Durchführung eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 17 aufweist.
- 25 19. CT-Gerät nach Anspruch 18, bei dem das Bedienelement Bestandteil eines graphischen Userinterfaces ist.
- 30 20. Workstation zur Bearbeitung von CT-Bildern, welche wenigstens ein Bedienelement zur Durchführung eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 17 aufweist.
- 35 21. Workstation nach Anspruch 20, bei dem das Bedienelement Bestandteil eines graphischen Userinterfaces ist.

Zusammenfassung

Verfahren zur Bildbearbeitung ausgehend von unter Verwendung

eines Kontrastmittels aufgenommenen Computertomographie(CT)-

5 Bildes einer Lunge und CT-Gerät zur Durchführung eines sol-
chen Verfahrens

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bildbearbeitung aus-
gehend von einem vorzugsweise unter Verwendung eines Kon-

10 trastmittels aufgenommenen Computertomographie(CT)-Bildes ei-
ner Lunge als Originalbild. Dabei sind als die Verfahrens-

schritte die Ermittlung der Lungenparenchympixel, die Dar-
stellung der Lungenparenchympixel in Falschfarben, und die

15 Darstellung der übrigen Bildbereiche in den Grauwerten des
Originalbildes.

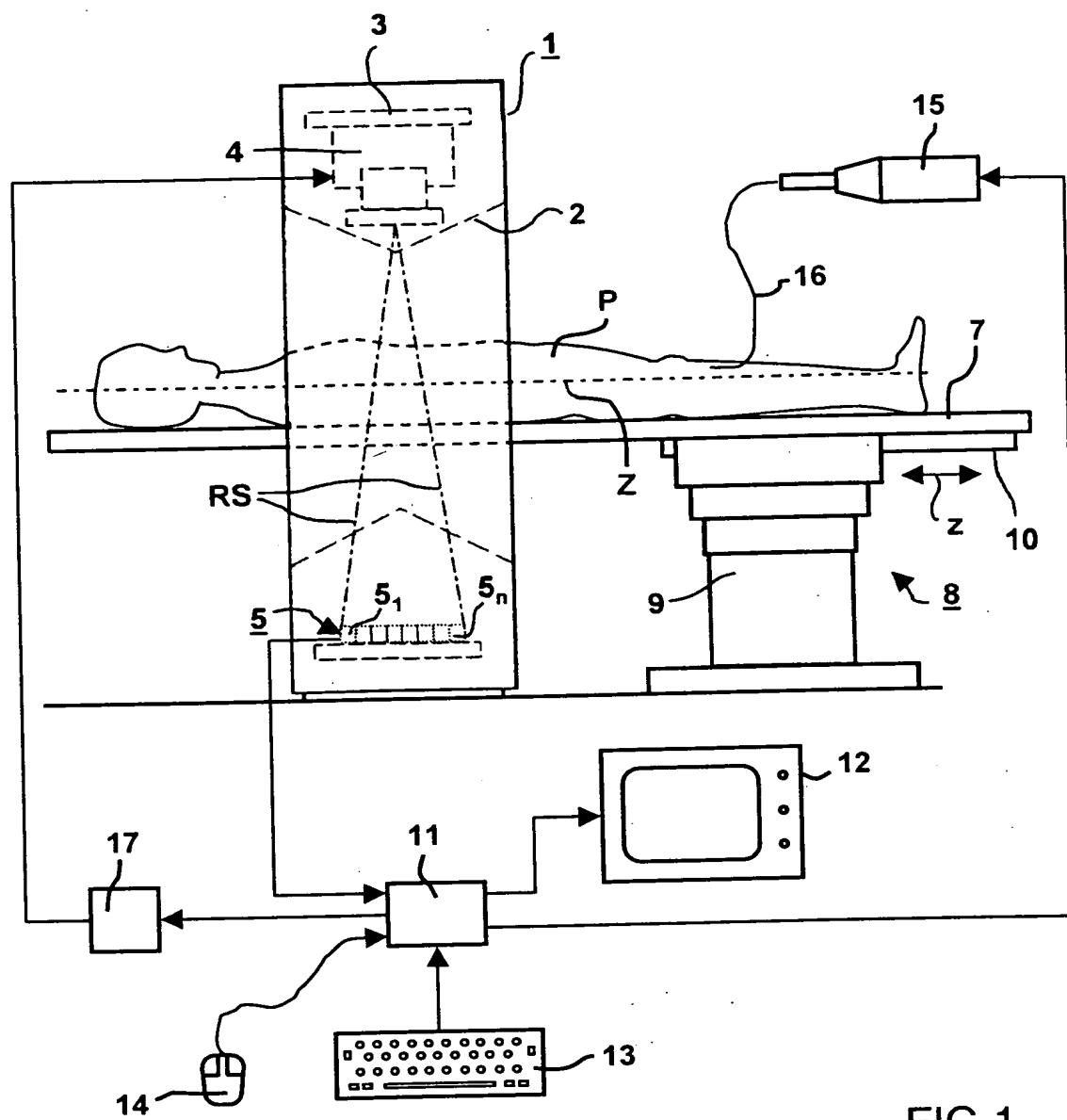


FIG 1

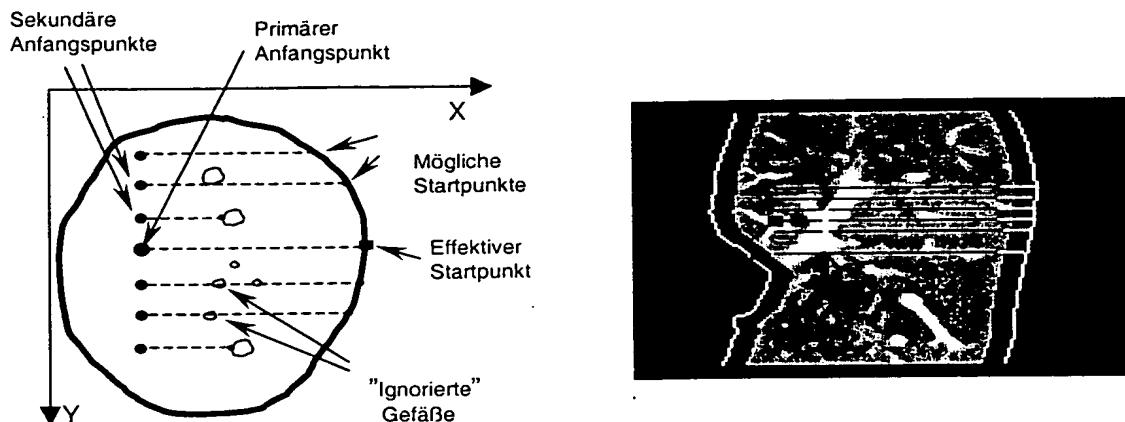


FIG 2

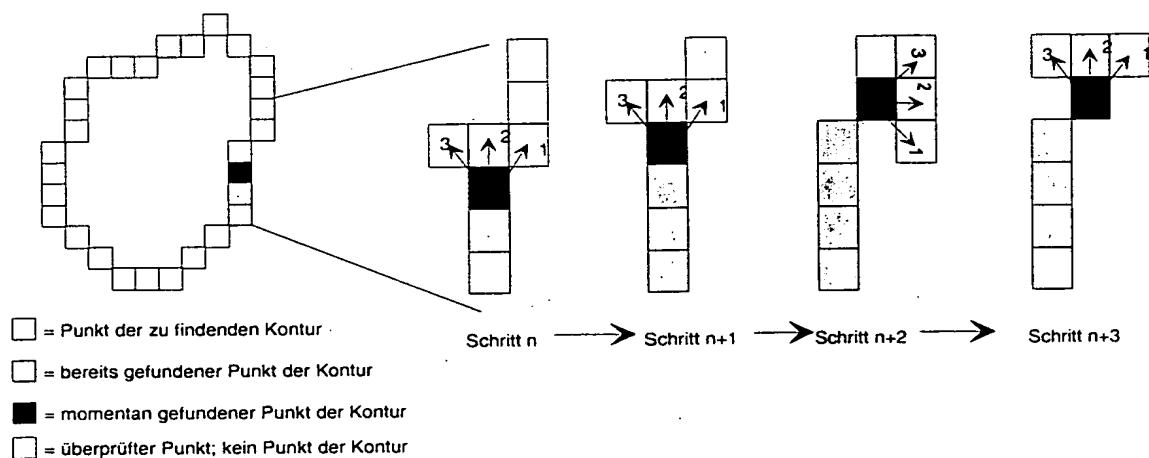


FIG 3

200102362

3/5

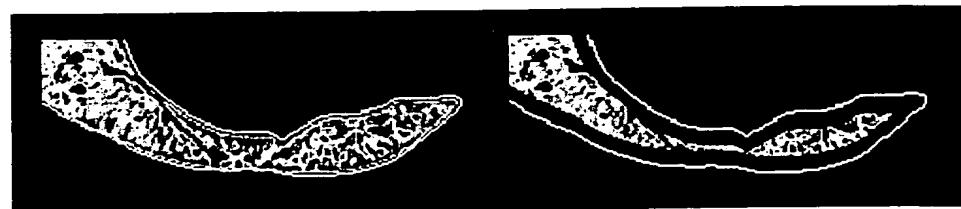


FIG 4

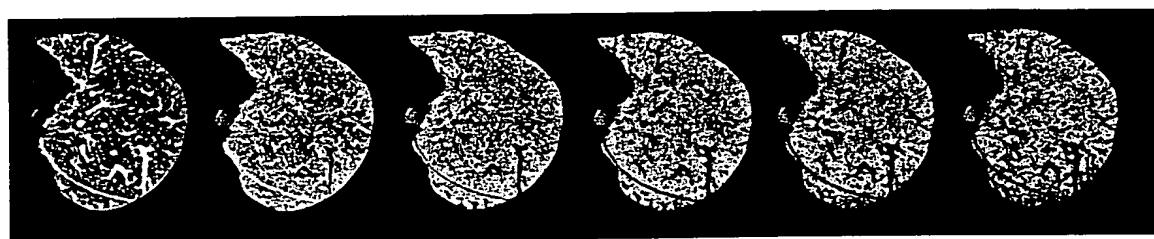


FIG 5

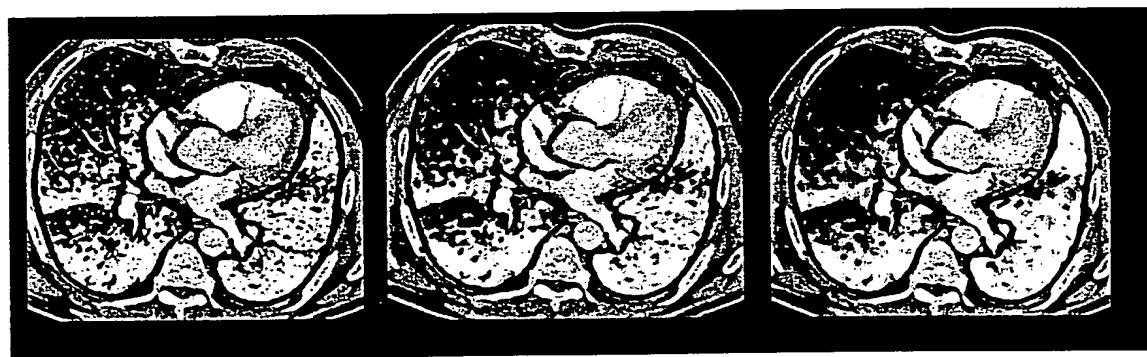


FIG 6

200102362

4/5

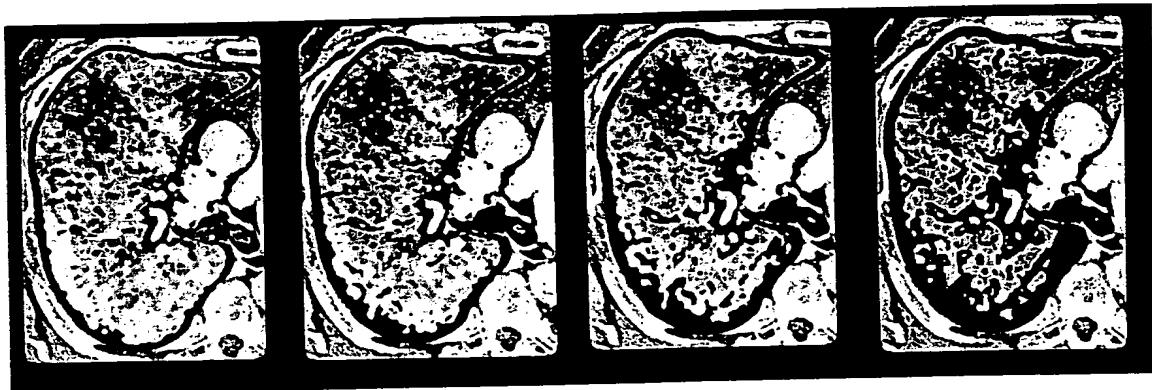


FIG 7



FIG 9

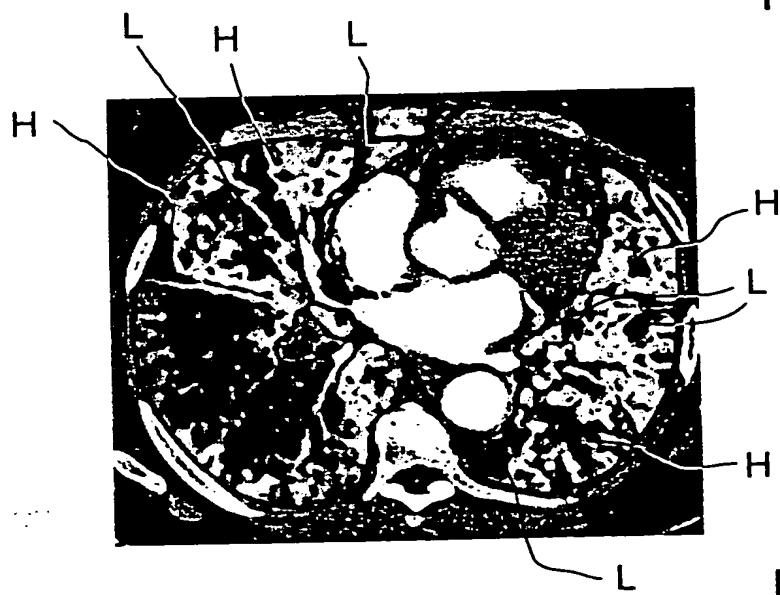


FIG 10

200102362

5/5

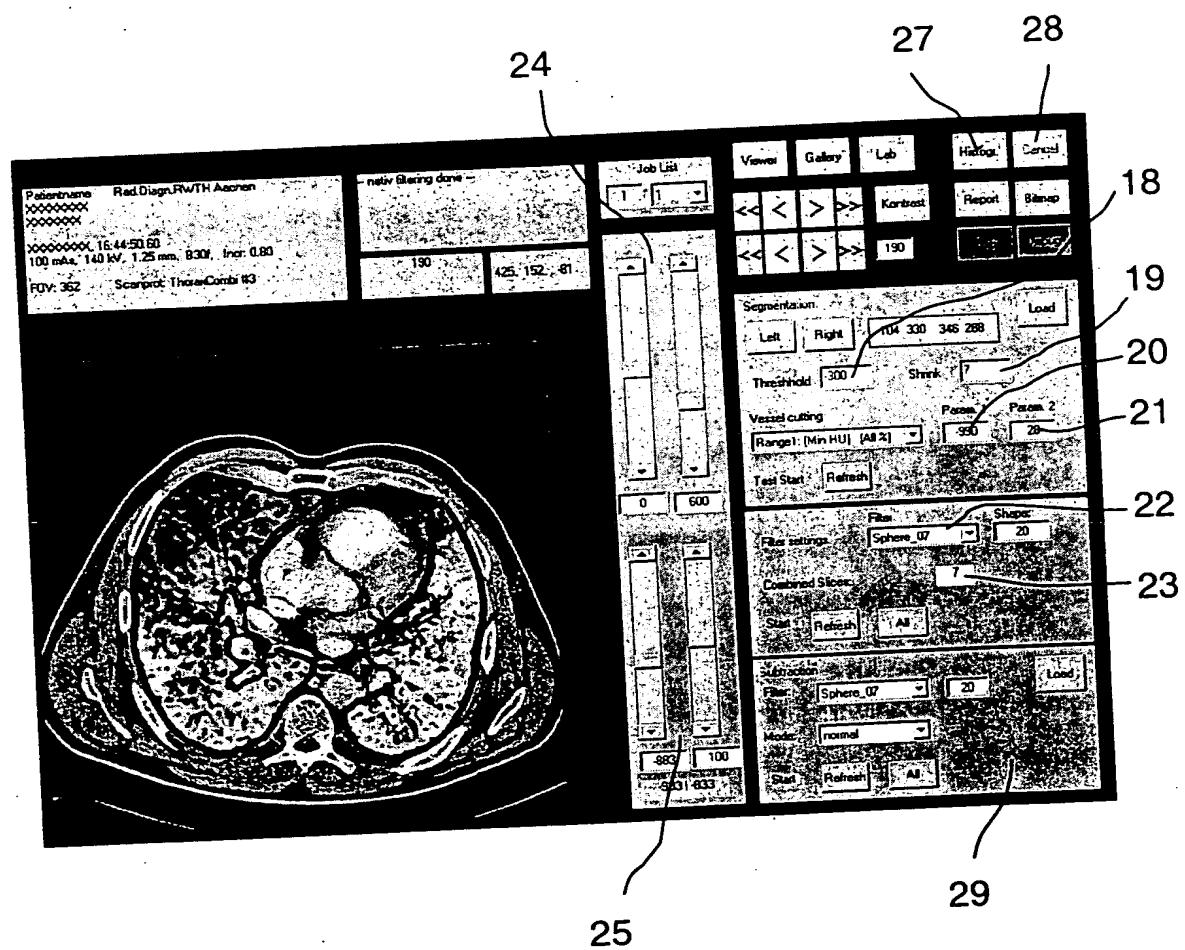


FIG 8